

stelle kann jedoch auch komplett ausgeschaltet und durch die Benutzungsschnittstelle des Klienten (z.b. entsprechend einer vom Klienten vorgegebenen *style guide* der Benutzungsschnittstelle folgend) ersetzt werden.

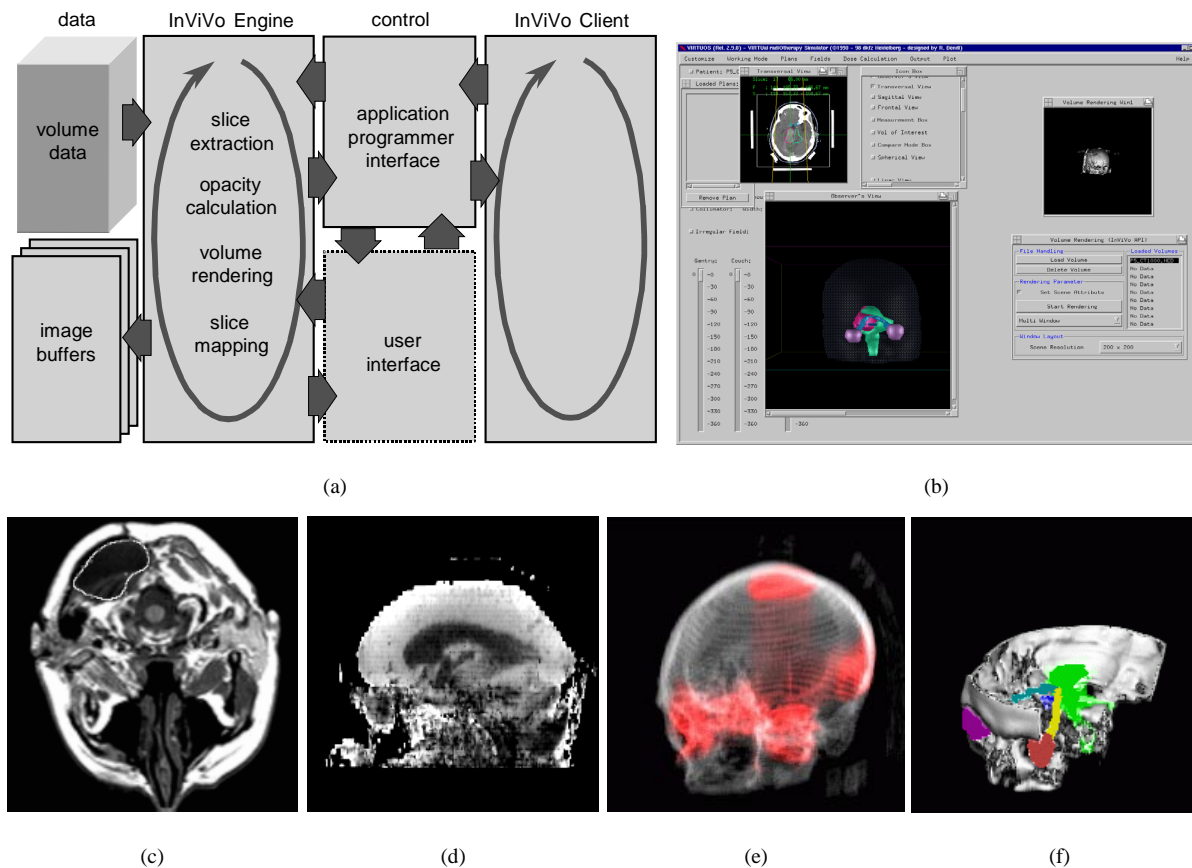


Abb. 11-7: Die Integration von *InViVo* in das Simulationssystem VIRTUOS: (a) Blockschaubild, (b) Benutzungsschnittstelle. Funktionalität von *InViVo*: (c) Segmentierung durch eine aktive Region, (d) Minimum-Intensitäts-Projektion, (e) und (f) *multi-volume-rendering* (nach [CaSa 99]): (e) Dosisverteilung und (f) Segmentierungsinformation gemeinsam dargestellt mit dem CT Datensatz des Patienten.

Generell werden die *InViVo*-eigenen Konzepte (pre-viewing, dependant evaluation etc.) auch für den Klienten durchgeschleift. Darüber hinaus ist der Klient durch spezielle Funktionsgruppen in der Lage, zunächst die Visualisierungsparameter an die *InViVo*-Maschine zu übertragen und durch einen weiteren Funktionsaufruf selbst den Zeitpunkt zu steuern, zu dem diese evaluiert werden.

Das Ergebnis der Visualisierung wird in Bildpuffern (in 16-bit Grauwert-Auflösung bzw. RGB) abgelegt und dem Klienten für die Präsentation zur Verfügung gestellt. Durch eine ereignisgesteuerte Schnittstelle ist der Klient ferner zu jedem Zeitpunkt über den Zustand der *InViVo*-Maschine sowie der Benutzungsschnittstelle informiert und kann zudem den aktuellen Vorgang jederzeit durch ein Stoppsignal abbrechen.

Es ist wünschenswert für eine Simulation der Therapie, die Bestrahlungsszenerie simultan aus verschiedenen Blickwinkeln betrachten zu können. Für eine optimale Performanz ist es sinnvoll die Zwischenergebnisse der Rendering-Pipeline für jeweilige Parametersätze in Rendering-Kontexten abzulegen, die bei Bedarf in die Pipeline für die weitere Modifikation geladen werden können.

11.3. Pilotanwendung III: Kardiologie – die *Cardiac Station*

Die *Cardiac Station*³⁰ ist eine Integrationsplattform für eine Reihe von Technologien zur Modellierung, Visualisierung und Analyse dynamischer tomographischer Bilddaten insbesondere mit Hinblick auf die Analyse kardiologischer Daten. Durch sie wird eine Verarbeitungskette realisiert wie sie in Abb. 11-8 dargestellt ist [GHSK 99]. Im ersten Schritt werden die tomographischen Schichten von einem PACS-System oder Computertomographen in Form von DICOM-3 Daten gelesen und aufgrund der Trigger-Zeit und räumlichen Lage der Schichten sortiert (vgl. Kapitel 7). Die Schichten werden dann im Rechner virtuell zu einem Volumenblock gestapelt, und können durch multi-planare Reformatierung oder direkte Volumenvisualisierung dargestellt werden.

Zur Modellierung für eine verbesserte Visualisierung und quantitative Auswertung des Datensatzes, werden die Schichten segmentiert. Im Ergebnis liegt zunächst ein Stapel von Konturen vor, der in ein geschlossenes 3D-Modell durch Triangulation überführt wird. Nachfolgend kann die Herzbewegung über den Herzzyklus verfolgt werden. Hierzu kommen Methoden der Simulation der physikalischen Eigenschaften des Herzmuskels durch finite Elemente (FEM) zur Anwendung, die es erlauben die Herzbewegung realistisch nachzubilden. Im Ergebnis können die Pumpleistung sowie Bewegungsparameter (Geschwindigkeit, Beschleunigung) bestimmt werden. Letztere können auf die Oberfläche als Farbe kodiert und visualisiert werden (gelegentlich auch als 5D-Visualisierung bezeichnet: 3D + Zeit + Farbe). Die Ergebnisse der Modellierung können im XML- und VRML-Format gespeichert und geladen werden, so dass die gemeinsame Visualisierung von bereits ausgewerteten Studien desselben Patienten, zu unterschiedlichen Zeitpunkten miteinander verglichen werden können. Damit sollen beispielsweise *follow up* Studien ermöglicht werden.

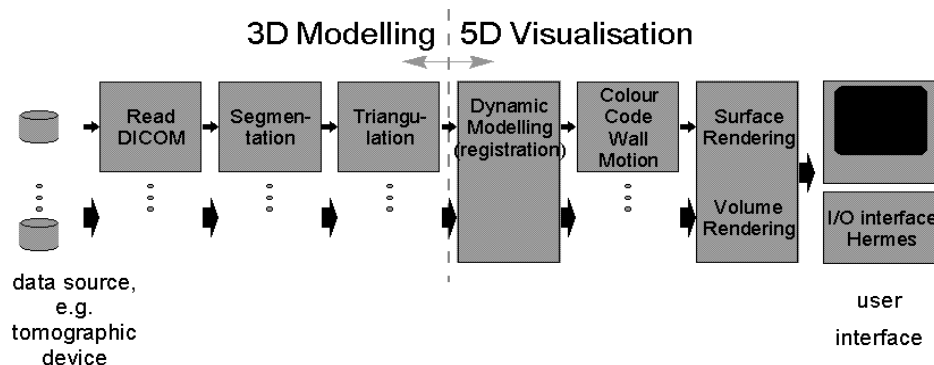


Abb. 11-8: Verarbeitungskette der *Cardiac Station*

11.3.1. Software-Design

Das Design der *Cardiac Station* ist einerseits orientiert an Standards, um eine Benutzbarkeit in Krankenhäusern zu gewährleisten. Daher ist sie in der Lage DICOM-Daten zu lesen. Andererseits wurde eine Architektur entworfen, die eine experimentelle Integration von Techniken des *Medical Imaging* erleichtert. Daher verwendet sie ausschließlich Plattform-unabhängige Software-Bibliotheken (QT, OpenGL, STL). Die interne, objektorientierte Struktur lässt sich in drei, nahezu unabhängige Komponenten aufteilen: *Repository*, Mani-

³⁰ Die *Cardiac Station* wurde im Projekt *Sanare* des Fraunhofer-Institutes Graphische Datenverarbeitung, Darmstadt, in Kooperation mit Zentrum für Graphische Datenverarbeitung (ZGDV), Darmstadt, und der Ewha Womans University in Seoul, Südkorea, entwickelt. Sie soll für eine anschließende Auswertung in klinischer Umgebung zur Verfügung gestellt werden.

Manipulatoren und *Viewers* die zur *Workbench* gehören. Das *Repository* stellt das unterliegende Datenmodell in Form einer Datenbank zur Verfügung. Die Manipulatoren können deren Inhalt durch Lese- und Schreibzugriffe modifizieren und die *Workbench* reagiert auf Benutzereingaben, z. B. eine Anfrage auf Darstellung eines Teilaspekts (z. B. einzelne Objekte) des *Repository*. Jede Komponente ist dabei auf eine bestimmte Aufgabe spezialisiert, so dass die Erweiterung des Systems vergleichsweise einfach erfolgen kann. Insbesondere können Manipulatoren ganz nach Bedarf zum System hinzugefügt werden. Abb. 11-9 zeigt den funktionalen Zusammenhang der Komponenten.

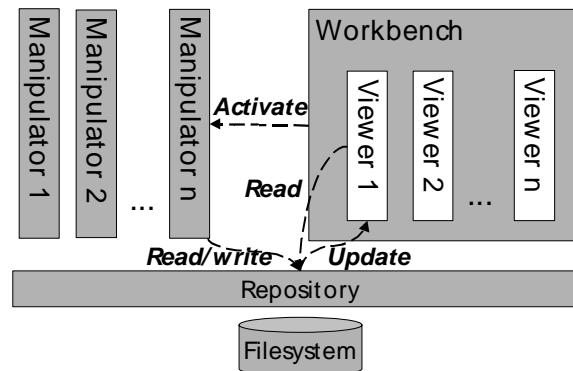


Abb. 11-9: Interne Struktur der *Cardiac Station*: die Manipulatoren können aufgrund der Aktivierung durch die *Workbench* lesend und schreiben auf das *Repository* zugreifen. Nach einer Modifikation eines Teils des *Repository* sendet dieses eine *Update*-Nachricht an alle *Viewer*, woraufhin entsprechende *Viewer* den neuen Inhalt des *Repository* auslesen und visualisieren

11.3.2. Benutzungsschnittstelle

Das Erscheinungsbild der Benutzungsschnittstelle der *Cardiac Station* wird wesentlich aufgrund der unterschiedlichen Manipulatoren und der durch diese manipulierte Objekte bestimmt. Die *Viewer* für diese Objekte erscheinen dabei nebeneinander in nur einem Fenster, können jedoch dynamisch in verschiedenen, vorgegebenen Muster angeordnet werden. Unter Verwendung der Visualisierungsbibliothek *OpenGL* sind sie in der Lage, einzelne Schichten, triangulierte Oberflächen, Ergebnisse der direkten Volumenvisualisierung und Diagramme anzuzeigen. Zudem existieren *Viewer*, die Strukturen des *Repository* und DICOM-Informationen als textuelle Information anzeigen.

Zum interaktiven *Browsing* der Struktur eines DICOM-Datensatzes existiert einerseits eine Lichtkasten-Metapher, in der die Schichten in einer verkleinerten Voransicht sortiert nach *Trigger*-Zeit (waagrecht) und der Lage der Schicht (senkrecht, DICOM-Feld: *slice location*) angezeigt werden (Abb. 11-10a). Der Benutzer kann hieraus eine Schicht auswählen, die daraufhin vergrößert in einem weiteren *Viewer* dargestellt wird. In diesem zweiten *Viewer* kann zudem die Schicht in zeitlicher oder räumlicher Abfolge animiert werden. Die Struktur des Datensatzes in der Studien-Serie-Schicht-Hierarchie wird in einer baumartigen Struktur (ähnlich der Verzeichnisstruktur des Windows-Explorers) dargestellt. Da diese Hierarchie jedoch nicht eindeutig ist und mit dem Datensatz variiert, werden einzelne Schichten wahlfrei aus Studien und Serien in einer übergreifenden Struktur zusammengefasst (*slice selection*).

Zur Segmentierung der Schichten ist es möglich, *Template*-Kurven in beliebiger Topologie vorzugeben und über die Studie zu interpolieren (Kapitel 7). Sie können unterschiedlichen *Shapes* (z. B. Myokard, linker Ventrikel) zugeordnet werden. Zur Adaptation durch eine aktive Region werden zur Voransicht die aus dem Bild extrahierten Bildmerkmale in einem semi-transparenten Layer über die Schicht geblendet (Abb. 11-10b). Damit können Parameter der Kantenanhebung und zur Gewichtung der Regionenstatistik (Abschnitt 5.4.3.2) interaktiv vor dem Starten der Adaptation der aktiven Region angepasst werden.

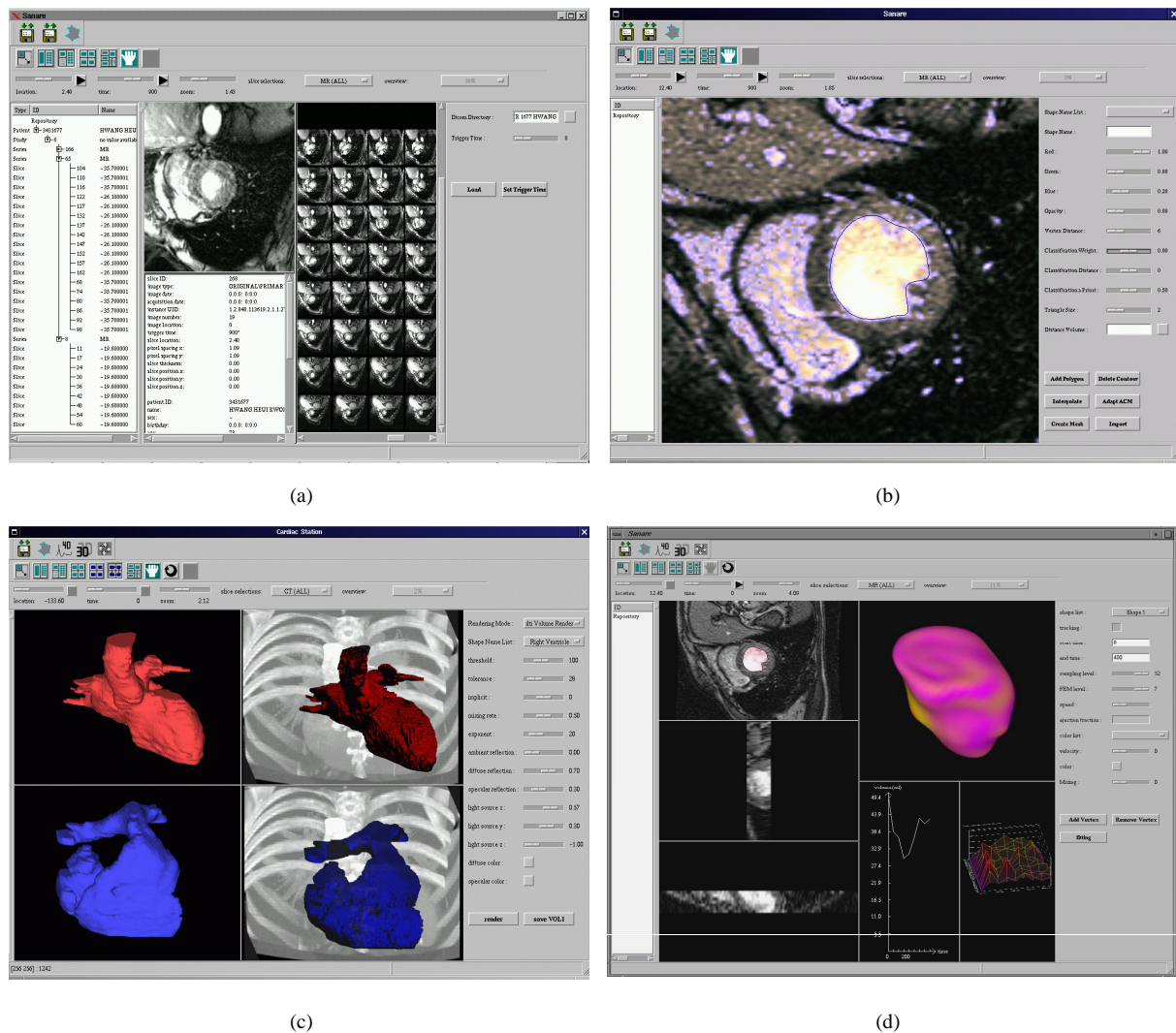


Abb. 11-10: Benutzungsschnittstelle der *Cardiac Station*: (a) DICOM-Browser, (b) Segmentierung durch aktive Regionen: das Ergebnis der Klassifikation kann farbig der Schicht überblendet werden (c) 3D Visualisierung durch Oberflächen- und Volumenvisualisierung (d) 4D Visualisierung und Ergebnisse der Volumenvermessung sowie der Bewegungsanalyse

Für die 3D- und 4D-Visualisierung können vier *Viewer* eines oder unterschiedlicher Objekte mit gleichen Koordinatensystemen nebeneinander dargestellt werden (Abb. 11-10c). Die Rotation und die Animation der dynamischen Herzbewegung kann synchronisiert werden. Hierdurch soll insbesondere eine Analyse in *follow up*-Studien unterstützt werden.

11.4. Nicht-medizinische Pilotanwendung: Sculptor

Der *Sculptor* ermöglicht die Erstellung hochgenauer 3D-Modelle durch die Kombination mehrerer 2,5D-Scans [Neu 01]. Durch die freie Wahl der *Scans* ist es möglich, beliebig geformte Objekte mit großer Genauigkeit zu erfassen. Dabei nimmt die Qualität des Modells mit der Anzahl der *Scans* aus unterschiedlichen Winkeln zu. Aufgrund von gegenseitigen Verdeckungen in der einen Ansicht erscheinende Bereiche können durch zusätzliche *Scans* aus einem anderen Blickwinkel erfasst werden.

Derzeit wird für einen einzelnen *Scan*-Vorgang ein Streifenlicht-Scanner eingesetzt (Abb. 11-12a), der eine Sequenz von Mustern unterschiedlicher senkrechter Streifen auf einen Teilbereich des zu scannenden Objekt projiziert. Eine horizontal versetzte Kamera erfasst die Streifen. Durch diese Parallaxe ist die Rekonstruktion der Tiefe für diejenigen *Pixels* des

Bildes möglich, die Teile der Oberfläche des Objektes sind und sowohl vom Streifenlichtprojektor als auch von der Kamera aus sichtbar sind.

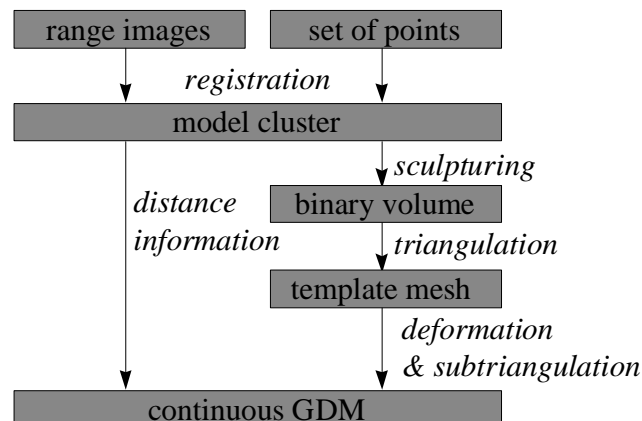


Abb. 11-11: Pipeline für den verwendeten Ansatz

Abb. 11-11 zeigt die weiteren Verarbeitungsschritte von *Sculptor*. Zunächst werden die 2,5D-Scans (*range images*) registriert, indem die relative Orientierung zwischen einzelnen *Scans* bestimmt wird und diese in ein gemeinsames Weltkoordinatensystem überführt werden. Dazu gibt der Benutzer interaktiv einige korrespondierende Punkte (*set of points*) auf der Objektoberfläche vor, die für eine initiale Schätzung der Registrierung verwendet werden. Durch ein effizientes Gradientenabstiegsverfahren wird die Registrierung für alle Ansichten simultan verfeinert. Der registrierte *Cluster* der *Scans* definiert eine implizite Oberfläche. Durch das *Marching Cube*-Verfahren und die Dreiecksreduktion nach dem in Abschnitt 8.3.1 erläuterten GDM-Verfahren kann nachfolgend eine optimale Triangulation generiert werden.

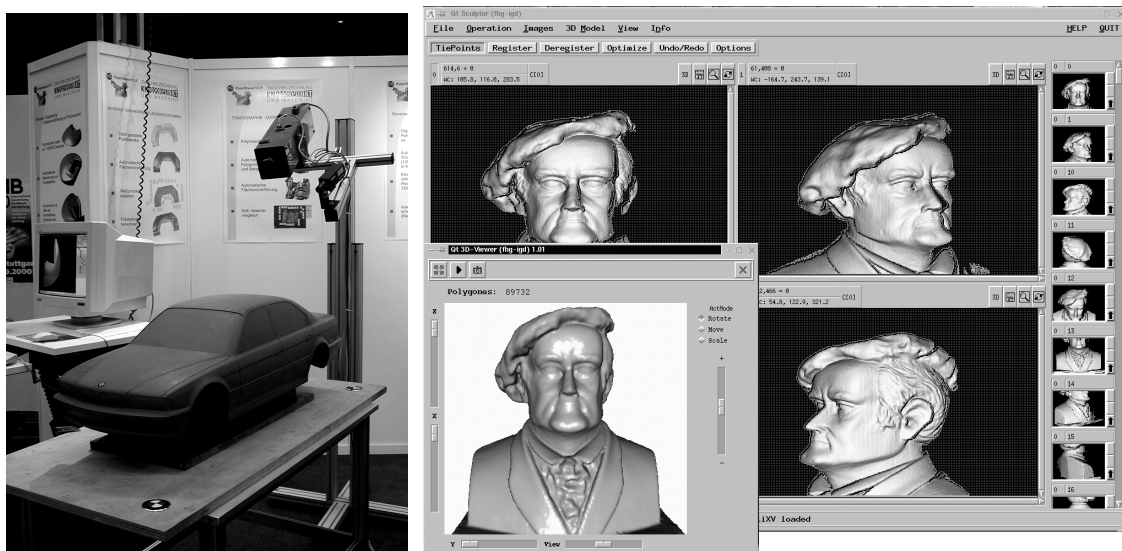


Abb. 11-12: (a) Streifenlicht-Scanner (b) Benutzungsschnittstelle von Sculptor [Neu 01]

Die Benutzungsschnittstelle unterstützt den Benutzer beim Auffinden korrespondierender Punkte. Bewegt er die Maus in einer der Ansichten über die Oberfläche des Objektes wird – aufgrund einer initialen Registrierung – die aktuelle Mausposition in alle anderen Ansichten eingeblendet. Nach der Registrierung und Generierung der Oberfläche kann die Qualität des Rekonstruktionsergebnisses schließlich in einer 3D-Ansicht des Objektes begutachtet werden.

12. Zusammenfassung und Ausblick

Ziel dieser Arbeit war es, Methoden zu entwickeln, die eine realitätsnahe 3D-Modellierung, die Analyse und verbesserte Visualisierung dynamischer medizinischer Bilddaten ermöglichen. Dabei lag ein Schwerpunkt darauf, die Techniken aktiver Konturen, aktiver Regionen und deformierbarer Modelle zu evaluieren und zu verbessern.

Diese werden für eine Reihe von Fragestellungen im Bereich der *Computer Vision* und insbesondere auch im Bereich des *Medical Imaging* eingesetzt. Ihr großes Potential leitet sich aus der Fähigkeit ab, bei der Adaptation einer initialen Kurve an abgebildete Objekte, eine Vielzahl von *Constraints* berücksichtigen zu können. Wichtigstes gemeinsames Merkmal ist die Regularisierung der Fragestellung der Segmentierung durch Erhaltung einer geschlossenen, stets glatten Form. Durch die geometrische Modellierung der Konturen durch diese Ansätze sind sie ein Werkzeug zur Segmentierung, das in allen Phasen der Modellierung die Kontrolle der Ergebnisse ermöglicht. Aufgrund von Methoden der Statistik, der mathematischen Morphologie und der topologischen Analyse war es in dieser Arbeit möglich, die Stabilität und Funktionalität der Ansätze soweit zu verbessern und zu erweitern, dass sie nun für universelle Anwendungen zur Verfügung stehen.

Um den Anwendungsbereich der Medizin und die Anforderungen an Methoden des klinischen Alltags näher kennen zu lernen, wurden zunächst der Prozess und die Geräte der *medizinischen Bildgebung* analysiert und im Kapitel 2 dargestellt. In diesem Zusammenhang wurden auch Methoden erörtert, die eine Erweiterung der Angiographie für die 3D-Modellierung und Visualisierung ermöglichen. In Kapitel 3 wurden dazu zwei Methoden diskutiert und miteinander verglichen:

- die *photogrammetrische Rekonstruktion*, die eine Segmentierung und die Zuordnung korrespondierender Punkte in unterschiedlichen Ansichten der zu rekonstruierenden Objekte voraussetzt,
- die *Rückprojektion*, die sich zur approximativen Rekonstruktion beliebig geformter Objekte eignet.

Die photogrammetrische Rekonstruktion ist damit für die 3D-Modellierung und Visualisierung von Koronarien anwendbar, während die Rückprojektion das Volumen und die Form des linken Ventrikels, der in den Ansichten wenig ausgeprägte und daher leicht wiedererkennbare Merkmale zeigt, mit einer guten Genauigkeit approximieren kann.

Kapitel 4 stellte den Stand der Technik der verschiedenen Ansätze im Bereich der *Segmentierung* in der medizinischen Bildverarbeitung in den Vordergrund. Nach einer Erörterung der Problematik der Segmentierung wurden Methoden vorgestellt, die in der Literatur im Kontext des *Medical Imaging* große Popularität besitzen. Sie wurden insbesondere aufgrund der zur Segmentierung verwendeten Bildmerkmale in regionen- bzw. konturorientiert klassifiziert. Vorteile und Probleme der Ansätze wurden aufgezeigt.

Im weiteren Verlauf der Arbeit gab Kapitel 5 einen Überblick über Ansätze der aktiven Konturen und aktiven Regionen zur Segmentierung medizinischer Bilddaten. Das Konzept wurde zunächst anhand des Original-Ansatzes der *snake* sowie einiger Vorgängermethoden veranschaulicht. Daraufhin wurden drei *Einzelkomponenten* der aktiven Konturen im Hinblick auf bestehende Probleme dieses näher untersucht:

- Die verwendeten *Repräsentationen* umfassen neben parametrischen – also expliziten geometrischen Repräsentationen – auch implizite. Letztere können sehr effizient zur Än-

derung der Topologie einer aktiven Kontur oder Region eingesetzt werden. Deren Potential wurde im Rahmen der Verwendung der *Level Set*-Methode demonstriert.

- Eine weitere untersuchte Komponente ist die *Definition des Energiefunktional*s einer aktiven Kontur. In diesem Zusammenhang wurden kontur- und regionenbasierte Ansätze vorgestellt und analysiert. Darüber hinaus wurden Methoden zur Texturanalyse diskutiert.
- Anschließend untersuchte das Kapitel *Energieminimierungsverfahren*. Eine Reihe von Ansätzen finden sich hierzu in der Literatur. Tiefergehende Untersuchungen stellte die Arbeit hier insbesondere zu stochastischen Methoden an. Ein Ergebnis dieses Kapitels ist, dass der Ansatz des *Simulated Annealing* (und besonders der effizientere Ansatz des *Simulated Quenching*) dem Genetischen Ansatz überlegen ist.

Das Kapitel schloss ab, mit dem Vergleich von fünf Ansätzen der Segmentierung durch aktive Konturen bzw. Regionen und stellte deren Fähigkeiten einander gegenüber. Generell führen regionenbasierte Ansätze dabei zu einem stabileren Verhalten gegenüber Variationen der Initialisierung als konturbasierte. Der weitaus stabilste Ansatz ist der Ansatz der aktiven Region, der daher auch in Pilotanwendungen integriert wurde. Seine große Stabilität resultiert u. a. aus der Anwendung einer Simulation Lagrangescher Dynamik, die lokale Minima durch Akkumulation kinetischer Energie überwinden kann. Sind lokale Bildmerkmale nicht ausreichend ausgeprägt (z. B. aufgrund ungleichmäßiger Verteilung des Kontrastmittels), kann die *Tracking-Snake* angewendet werden, um ein Segmentierungsergebnis auf einige zeitlich nachfolgende Schichtbilder zu übertragen. Das Verfahren des *Region Competition* sowie die *Level Set*-Methode wurden zusätzlich implementiert zeigten jedoch in der praktischen Anwendung einige Schwächen.

Zur Unterstützung der Generierung von Templates der aktiven Regionen wurde in Kapitel 7 ein Verfahren vorgestellt, das in der Lage ist, segmentierte Konturen über die Schichten einer dynamischen kardiologischen Studie durch Morphing zu propagieren. Das verwendete formbasierte Interpolationsverfahren kann eine sich ändernde Topologie der Konturen berücksichtigen und dabei durch Elimination von Rotations- und Translationskomponenten eine wesentlich formtreuere Interpolation erreichen als in der Literatur vorgestellte, konkurrierende Verfahren.

Als ein Beitrag zur geometrischen Modellierung durch *Triangulationen* wurde das Verfahren des *Tracing Cube* vorgestellt, das genau eine Oberfläche von einem vorgegebenen Startpunkt verfolgt und dadurch in der Lage ist, einen rekonstruierten Ventrikel von *Ghostings* der Rückprojektion zu isolieren. Durch einen Ansatz zur Dreiecksreduktion basierend auf einem geometrisch deformierbaren Modell können Dreiecksnetze mit einer optimalen Anzahl von Dreiecken generiert werden, da ihre Dreiecksgröße lokal adaptiv aufgrund der Oberflächenkrümmung gewählt wird. Die Genauigkeit der Approximation einer implizit definierten Oberfläche konnte dabei gegenüber einem zuvor angewendeten Vergleichsverfahren etwa um den Faktor fünf gesteigert werden.

Für die *Formanalyse* wurde ein Verfahren diskutiert, das zunächst das zu analysierende Objekt (z. B. einen Gefäßbaum) bis auf sein Skelett verdünnt, um Verzweigungsstellen, Endpunkte und Stenosen mit Hilfe einer zusätzlich durchgeführten Distanztransformation zu identifizieren. Das Verfahren ist abschließend in der Lage, automatisch eine symbolische Repräsentation (z. B. in Form einer XML-Datei) zu generieren.

Zwei Verfahren der *direkten Volumenvisualisierung* wurden vorgestellt und diskutiert:

- *Selektive Volumenvisualisierung*, die globale Segmentierungsinformation nutzt, um interessierende Objektoberflächen aus dem Datensatz herauszuschälen. Anwendungen

hierfür sind im Bereich der Kardiologie der linke und rechte Ventrikel, der durch viele verdeckende Strukturen nicht zu visualisieren wären.

- Zweitens eine durch die Quantillanalyse verbesserte *Maximums- (Minimums-) Intensitätsprojektion*. Es konnte gezeigt werden, dass es mit Hilfe der letzteren z. B. möglich ist, durch Selektion eines Grauwertebereiches Liquor-gefüllte Hirnventrikel in CT-Datensätzen zu visualisieren.

Für eine abschließende Bewertung wurden die eingangs erwähnten Pilotapplikationen vorgestellt, die aus den Bereichen Onkologie, Kardiologie und Zahnmedizin stammen. Für sie wurde jeweils eine Demonstrationssoftware beschrieben, die eine Evaluierung der Technologien ermöglicht. Darüber hinaus wird das vorstehend erwähnte Verfahren zur Dreiecksreduktion auch für eine nicht-medizinische Applikation angewendet: zur Rekonstruktion von Objektoberflächen auf der Basis mehrerer 2,5D-Scans.

Ein großer Teil des Aufwandes der Arbeit floss dabei in die Entwicklung der Pilotapplikationen ein. Die zahnmedizinische Pilotapplikation beispielsweise hat es bereits erfolgreich zur Marktreife gebracht und wird nun – nach einer erfolgten Auswertung – durch den Projektpartner vertrieben. Ähnliches ist mit der Cardiac Station geplant. Hier muss allerdings vor der Kommerzialisierung zunächst eine längere Evaluierung stattfinden, um für die Diagnose im klinischen Umfeld nutzbringend eingesetzt werden zu können. Nach z. B. europäischem Recht, muss der Produzent zur Erlangung einer CE-Zertifizierung des Medizinproduktes eine Nutzen-Risiko-Analyse durchführen. Im Rahmen des Gemeinschaftsprojektes mit dem DKFZ entwickelte Technologien der Segmentierung werden zudem in Nachfolgeprojekten als Produkt zur Verfügung gestellt werden.

Abgesehen von Plänen der Kommerzialisierung entwickelter Technologie ist es sinnvoll, das Potential aktiver Konturen und Regionen weiter auszuschöpfen. Dabei sollte an der Robustheit des sehr mächtigen Ansatzes der *Level Set*-Methode gearbeitet werden. Zusätzlich zur Definition eines Terminationskriteriums aufgrund einer Energiedefinition sollten die Ansätze des *Region Competition* mit diesem Ansatz kombiniert werden. Damit entfällt der hohe Aufwand der Implementation des Regionenverschmelzens bzw. des Bildens von gemeinsamen Konturen. Allerdings muss hierzu noch ein robustes Verteilungsmodell gefunden werden und das Konkurrieren um bestimmte Intensitätswerte bereits vor dem Ausbilden gemeinsamer Konturen stattfinden. Hierzu könnte in jedem Iterationsschritt eine Prädiktion über den Ort des Zusammentreffens von Regionen stattfinden. Die Initialisierung der Parameter des Verteilungsmodells kann zudem aufgrund der Segmentierung von lokalen Histogrammen, die in einer Umgebung um die *Seeds* aus dem Bild ermittelt werden, erfolgen.

Durch die Möglichkeit des Ablegens einer Reihe von Repräsentationen für die selbe Kontur im *Repository* der *Cardiac Station* kann dabei die aktive Region als *Fallback*-Möglichkeit bestehen bleiben. Sie kann zudem durch manuelle Korrektur auch im Fall des völligen Fehlens von Bildmerkmalen durch den Benutzer auf die von ihm gesehenen Konturen des Ventrikels angepasst werden.

Langfristig sollte darüber nachgedacht werden die bereits bestehenden Hyperellipsoiden zur Segmentierung – und nicht wie bisher zum Matching einer durch Segmentierung und Geometrische Modellierung bestimmten Punktwolke – zu verwenden. Durch die Verwendung von *Constraints* aus 3D könnte die notwendige Robustheit erzielt werden, die für einige Datensätze mit geringem Kontrast notwendig erscheint.

Literatur-Referenzen

- [AchMe 98] Acharya R, Menon RP
"A Review of Biomedical Image Segmentation Techniques"
Deformable Models in Medical Image Analysis, Singh A, Goldgof D, Terzopoulos D (eds.)
IEEE Computer Society Press, 1998
- [Ack 97] Ackerman MJ
"The Visible Human Project™: a resource for anatomical visualization"
Proceedings of the IEEE Information Technology Applications in Biomedicine, ITAB '97 Engineering in Medicine and Biology Society Region 8 International Conference, pp. 29 -31, 1997
- [AdBi 94] Adams R., Bischof L
"Seeded Region Growing"
IEEE T-PAMI, Vol. 16, No. 6, pp. 641 -647, Nov. 1994
- [Ake 93] Akeley K
"Reality Engine Graphics"
Computer Graphics (SIGGRAPH'93), pp. 109-116, 1993
- [Alb 98] Albers J, Schroeder A, DeSimone R, Makabe MH, Gaa J, Vahl CF, Hagl S
"Three-dimensional reconstruction and validation of volumetric tomographic image data: a study in pig hearts"
Computers in Cardiology, pp. 737 -740, 1998
- [AlSch 85] Allgower EL, Schmidt, PH
"An algorithm for piecewise linear approximation of an implicitly defined manifold"
SIAM Journal of Numerical Analysis, 22:322-346, April 1985
- [Ami 90] Amini AA, Weymouth TE, Jain RC
"Using Dynamic Programming for Solving Variational Problems in Vision"
IEEE T-PAMI 12(9): 855-867, September 1990
- [ATB 95] Antoine MJ, Traverso, JM, Bloyet, D
"Anisotropic diffusion filtering applied to individual PET activation images: a simulation study"
IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record, vol 3, 1465 -1469, 1995
- [Beh 00a] Behr J, Choi SM, Großkopf S, Hong H, Nam SA, Hildebrand A, Kim MH, Sakas G
"3D Modellierung zur Diagnose und Behandlungsplanung in der Kardiologie"
Der Radiologe 2000 – 40, pp. 256-261, Springer Verlag
- [Beh 00b] Behr J, Choi SM, Großkopf S, Hong H, Nam SA, Peng Y, Hildebrand A, Kim MH, Sakas G
"Modelling, visualization, and interaction techniques for diagnosis and treatment planning in cardiology"
Computers & Graphics Vol 24.5, pp. 741-753, 2000
- [BHS 95] Bendl R, Hoess A, Schlegel W
"Advanced Tools for 3D Radiotherapy Planning"
Computer Assisted Radiology and Surgery (CAR'95), pp. 1094-1099, Berlin, June 1995

- [BLBS 98] Börner M, Lahmer A, Bauer A, Stier U
"Experiences with the ROBODOC® System in more than 1000 Cases"
Computer Assisted Radiology and Surgery (CAR'98), pp. 137-142, Tokyo,
June 1998
- [Blo 88] Bloomenthal J
"Polygonization of Implicit Surfaces"
Computer Aided Geometric Design, 5(00):341--355, 1988
- [Blo 93] Bloch I
"Fuzzy Connectivity And Mathematical Morphology"
PRL(14), 1993, pp. 483-488.
- [Boid 85] Boissinat JD
"Surface Reconstruction from Planar Cross-Sections"
Proc. IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, pp. 393 -
397, June 1985
- [BuMa 98] Butt MA, Maragos P
"Optimum Design of Chamfer Distance Transforms"
IEEE T-IP, vol. 7, no. 10, pp. 1477-1484, Okt. 1998
- [Bus 97] Busch C
"Wavelet Based Texture Segmentation of Multi-Modal Tomographic Images"
Computer&Graphics, Elsevier, vol. 21, no.3, pp. 347-358, (1997).
- [CaSa 98] Cai W, Sakas G
"Maximum Intensity Projection using Splatting in Sheared Object Space"
Computer Graphics Forum (Eurographics'98), Aug. 98
- [CaSa 99] Cai W, Sakas G
"Data Intermixing and Multi-Volume-Rendering"
EUROGRAPHICS '99, vol. 18, no. 3, 1999
- [ChMe 94] Chen Y, Medioni G
"Fitting a surface to 3-D points using an inflating balloon model"
Proc. 2nd CAD-Based Vision Workshop, pp. 266 –273, 1994
- [ChPr 98] Chenyang X, Prince JL
"Snakes, shapes, and gradient vector flow"
IEEE T-IP, Vol. 7(3), pp 359 -369, March 1998
- [CJS 93] Cho ZH, Jones JP, Singh M
"Foundations of Medical Imaging"
John Wiley & Sons, Inc., 1993
- [CKS 99] Cai W, Karangelis G, Sakas G
"Volume Interaction Techniques in the Virtual Simulation of Radiotherapy
Treatment Planning"
GraphiCon'99, Moscow, August 1999
- [CMS 98] Cignoni P, Montani C, Scopigno R
"A comparison of mesh simplification algorithms"
Computers & Graphics, vol. 22, no. 1, pp. 37 – 54, 1998
- [Coh 91] Cohen LD
"On active contour models and balloons"
CVGIP: Image Understanding, 53 (2): 211-218, March 1991
- [CoKi 96] Cohen LD, Kimmel R
"Global minimum for active contour models: a minimal path approach"
IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, Proceedings
CVPR '96, pp. 666 -673, 1996

- [CTL 94] Cootes TF, Taylor CJ, Lanitis A
"Active Shape Models: evaluation of a multi-resolution method for improving image search"
Proc. British Machine Vision Conference, pp. 327-336, 1994
- [Dev 97] Devillers O
"Improved incremental randomized Delaunay triangulation"
Research Report, INRIA-3298, 1997
<http://www.inria.fr/RRRT/RR-3298>
- [Dev 99] Dev P
"Imaging and Visualization in Medical Education"
IEEE CG&A, vol. 19, no. 3, pp. 21-31, May/June 1999
- [DICOM] National Electrical Manufacturers Association
"Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)"
<ftp://medical.nema.org/medical/dicom/>
- [DICOM96] Philips Medical Systems Nederland B.V.,
"DICOM Cook Book for Implementations in Modalities"
Chapters 1 and 2, 1996, 1997
ftp://ftp-wjq.philips.com/medical/interoperability/out/DICOM_Information/CookBook.pdf
- [EcHo 96] Eck M, Hoppe H
"Automatic reconstruction of B-spline surfaces of arbitrary topological type"
Computer Graphics (SIGGRAPH 1996), pages 325-334, 1996
- [Elv 92] Elvins TT
"A Survey of Algorithms for Volume Visualization"
Computer Graphics (SIGGRAPH'92), vol. 26, no. 3, pp.194-201, 1992.
- [ENMM 99] Ezquerro N, Navazo I, Morris TI, Monclus E
"Graphics, Vision, and Visualization in Medical Imaging: A State of the Art Report"
EUROGRAPHICS'99, Milano, 7-11 Sep. 99
- [Enc 94] Encarnação JL, Foley J; Bryson S; Feiner SK; Gershon N
"Research issues in perception and user interfaces"
IEEE Computer Graphics and Applications, vol. 14, no. 2, pp. 67-69, Mar 1994
- [ESR 95] Encarnação JL, Straßer W, Klein R
"Graphische Datenverarbeitung I. Gerätetechnik, Programmierung und Anwendung graphischer Systeme"
Oldenbourg, 4.Auflage, 1995
- [Fau 93] Faugeras OD
"Three-Dimensional Computer Vision: A Geometrical Viewpoint"
Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, Mass., 1993
- [FDK 84] Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW
"Practical Cone-Beam Algorithm"
Optical Society of America, vol.1, no. 6, pp. 612-619, June 1984
- [FiEl 73] Fischler M, Elschlager R
"The representation and matching of pictorial structures"
IEEE Trans. on Computers, vol. 22, no. 1, pp 67-92, 1973
- [Fol 96] Foley JD, vanDam A, Feiner SK, Hughes JF
"Computer Graphics, Principles and Practice"
Addison-Wesley, 1996

- [Fre 92] Freeman WT
"Steerable Filters and Local Analysis of Image Structure"
PhD thesis, MIT, 1992
- [GHSK 99] Großkopf S, Hong H, Sakas G, Kim MH
"The Cardiac Workstation - A Vision for Advanced Diagnosis Support in Cardiology"
Computer Graphic topics 11(5): 23-25
- [GKB 93] Gerig G, Koller T, Szekely G, Brechbühler C, Kübler O
"Segmentation and symbolic description of cerebral vessel structure obtained from MR angiography volume data"
Proc. CAR'93 – Computer Assisted Radiology, pp. 359-365, 1993
- [GKK 01] Großkopf S, Kim JJ, Kim MH
"Case Study: Segmentation of Dynamic Cardiac Images Using Advanced Active Contour Model Techniques "
PRIP'01, May 2001
- [GKK 98] Gao J, Kosaka A, Kak A
"A Deformable Model for Human Organ Extraction"
ICIP'98, vol3, pp 323-327
- [GKK 99] Großkopf S, Kim JJ, Kim MH
"Segmentation of Dynamic Cardiac Images"
In Proc. of the 4th Germany-Korea Joint Workshop on Advanced Medical Image Processing, Darmstadt/Heidelberg, Germany, June 28-31
- [GLFF 96] Gracias N, Lima J, Figueiredo M, Fred A
"Adaptive Contour Estimation with Genetic Algorithms"
IEEE Int. Conf. Systems, Man and Cybernetics, vol. 3, pp. 2265 –2269, 1996
- [GNS 97] Großkopf S, Neugebauer P, Schumann H
"Plaque Measurement from Intra-Oral Video Frames"
Advances in Maxillofacial Imaging, Proc. IADMFR/CMI'97, p.89-94
- [GonWo 93] Gonzales RC, Woods RE
"Digital Image Processing"
Addison Wesley, 1993
- [GPK 98] Großkopf S, Park SY, Kim MH
"Segmentation of Ultrasonic Images by Application of Active Contour Models"
Proc. 'CAR'98 - Computer Assisted Radiology and Surgery', Tokyo, Japan, 1998, p.871
- [GrKi 97] Großkopf S, Kieber M
"Strukturanalyse von Gefäßbäumen"
Tagungsband zum 5. Freiburger Workshop 10.-11 März 1997, pp.121-126
- [Gro 01] Großkopf S
"Evaluation of Deformable Models for Segmenting Cardiac Images"
Proc. Of the 5th Korea-Germany Joint Conference on Advanced Medical Image Processing, Seoul, Korea, 15th – 17th May 2001
- [GrNe 98a] Grosskopf S and Neugebauer PJ
"Fitting Geometrical Deformable Models to Registered Range Images"
In European Workshop on 3D Structure from Multiple Images of Large-Scale Environments SMILE, University of Freiburg, June 6 and 7 1998.

- [GrNe 98b] Großkopf S, Neugebauer P
"Adapting Geometrical Deformable Models to Multiple Range Images"
EI. Proc. 'SIBGRAPI '98 - International Symposium on Computer Graphics Image Processing, and Vision', Rio de Janeiro, Brazil, 1998
- [Gro 94] Großkopf S
"Entwicklung und Implementierung eines Verfahrens zur Rekonstruktion von Herzkranzgefäßen auf der Basis von angiographischen Projektionen"
Diplomarbeit am Fraunhofer-IGD und der TU Berlin, 1994
- [Gro 96a] Großkopf S, Hildebrand A
"Three-Dimensional Reconstruction of Coronary Arteries from X-Ray Projections"
Vascular Diagnostics: Principles and Technology, Lanzer and Lipton (eds.), Springer Verlag, 1996
- [Gro 96b] Großkopf S, Hildebrand A, Malkewitz R, Müller W, Ziegler R, Graschew G
"Computer Aided Surgery - Vision and Feasibility of an Advanced Operation Theatre"
Computers & Graphics Vol 20.6, pp. 825-838, 1996
- [Gro99] Großkopf S, Hong H, Sakas G, Kim MH (1999)
"The Cardiac Workstation - A Vision for Advanced Diagnosis Support in Cardiology."
Computer Graphic topics 11(5): 23-25
- [GSEGMVH 98] Glombitza G, De Simone R, Evers H, Giess C, Meinzer HP, Vahl CF, Hagl S
"Comparison of Different Methods for Three-Dimensional Segmentation of Cardiac Structures"
Echocardiography 15:96
- [GuNi 97] Gunn SR, Nixon MS
"A robust snake implementation: A dual active contour"
IEEE T-PAMI, 19(1):63-68, 1997
- [Gup 93] Gupta A, Kurowski L, Singh A, Geiger D, Liang CC, Chiu MY
"Cardiac MR Image Segmentation Using Deformable Models"
IEEE Conf. Computers in Cardiology, pp.747-750, 1993
- [Gup 93] Gupta A, Kurowski L, Singh A, Geiger D, Liang CC, Chiu MY
"Cardiac MR Image Segmentation Using Deformable Models"
IEEE Conf. Computers in Cardiology, pp.747-750, 1993
- [Haj 88] Hajek B
"Cooling down schedules for optimal annealing"
Mathematics of Operations Research, 13:321-329, 1988
- [Han 00] Handels H,
"Medizinische Bildverarbeitung"
Leifäden der Informatik, B.G. Teubner Stuttgart, Leipzig 2000
- [Hec 97] Hecker C
"Auflösungsmessung an Farbdisplaysystemen. Qualitätsmessung und Kalibrierung von Displays"
In: Hill, Bernhard; Junggeburch, Manfred; Vorhagen, Friedrich W.: Aachener Kolloquium "Signaltheorie" Bild- und Sprachsignale. Proceedings des Aachener Kolloquiums vom 18. bis 20. März 1997, Aachen : Institut für Technische Elektronik, RWTH, 1997, S. 153-160

- [HeGa 97] Heckbert PS, Garland M
"Survey of Polygonal Surface Simplification Algorithms"
Course Notes SIGGRAPH '97, 1997
- [HerNa 77] Herman GT, Naparstek A
"Fast image reconstruction based on a Radon inversion formula appropriate for rapidly collected data"
SIAM Journal on Applied Mathematics 33:511-533, 1977
- [HG 95] Hildebrand A, Großkopf S
"3D Reconstruction of Coronary Arteries from X-Ray Projections"
Proceedings of CAR '95, pp. 201-207, 1995
- [HGK 01] Hong H, Großkopf S, Kim MH
"Ventricular Shape Visualization using Selective Volume Rendering of Cardiac Datasets"
Accepted for publication in: Computer Methods and Programs in Biomedicine
- [Hil 96] Hildebrand A
"Bestimmung computer-graphischer Beschreibungsattribute für reale 3D-Objekte mittels Analyse von 2D-Rasterbildern"
Dissertation D17, TH Darmstadt, 1996
- [Höh 95] Hohne KH
"Voxel-Man, Part I: Brain and skull"
CDROM for UNIX workstations, Springer-Verlag, 1995
- [HoKi 99] Hong H, Kim MH
"Direct Multi-Volume Rendering Method of Cardiac Volume Data Sets"
Proc. of the 4th Germany-Korea Joint Workshop on Advanced Medical Image Processing, Darmstadt-Heidelberg, Germany, June 28- July 1, 1999
- [Hop 94] Hoppe H
"Surface Reconstruction from Unorganized Points"
PhD thesis, University of Washington, Dept. of Computer Science and Engineering, 1994
- [Hop 96] Hoppe H,
"Progressive meshes"
Computer Graphics (ACM SIGGRAPH '96) , pp. 99-108, 1996
- [HZZ 92] Herman GT, Zheng J, Bucholtz CA
"Shape-based interpolation"
IEEE Computer Graphics and Application 1992: 12(1): 65-71.
- [InTe 96] McInerney T, Terzopoulos D
"Deformable models in medical image analysis: a survey"
Medical Image Analysis, vol. 1, no. 1, pp. 91-108, 1996
- [Ivi 94] Ivins J, Porrill J
"Statistical Snakes: Active Region Models"
Proc. 5th British Machine Vision Conference 1994, pp.377-386
- [Ivi 95] Ivins J, Porrill J
"Active region models for segmenting textures and colors"
Image & Vision Comput., 13(5): 431-438, 1995
- [Ivi 96] Ivins JP
"Statistical Snakes: Active Region Models"
PhD thesis, Artificial Intelligence Vision Research Unit, University of Sheffield, 1996

- [JLPL 95] Jeromin LS, Lee DL, Palecki EF, Lawrence EN
"A Direct Radiography System for the Future"
Computer Assisted Radiologie - CAR'95, pp.110-116, 1995
- [JuSt 96] Justice RK, Stokely EM
"3D Segmentation of MR Brain Images using Seeded Region Growing"
18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology, Amsterdam 1996
- [JZL 96] Jain AK, Zhong Y, Lakshmanan S
"Object Matching Using Deformable Templates"
IEEE T-PAMI, vol. 18, no. 3, pp. 267-278, March 1996
- [Kap 96] Kapur T, Grimson WEL, Wells WM, Kikinis R
"Segmentation of Brain Tissue from Magnetic Resonance Images"
Medical Image Analysis, vol.1, no.2, 1996
- [Kap 99] Kapur T
"Model based three dimensional medical image segmentation"
PhD thesis, AI Lab, MIT, May 1999
- [KCHN 91] Kalvin AD, Cutting CB, Haddad B, Noz ME
"Constructing topologically connected surfaces for the comprehensive analysis of 3D medical structures"
Medical Imaging V: Image Processing, volume 1445, pp. 247 – 258 SPIE, Feb 1991
- [Keh00] Kehl HG, Jäger J, Papazis N, Dimitrelos D, Gehrmann J, Kassenböhmer R, Vogt J, Sakas G
"3D heart modelling from biplane, rotational angiocardiographic X-ray sequences"
Computers & Graphics, vol. 24, no. 5, pp 731-739, 2000
- [KGV 84] Kirkpatrick S, Gelatt CD Jr., Vecchi MP
"Optimization by Simulated Annealing,"
Science, 220:671-680, May 1983. 6:721-741, 1984.0
- [Kie 96] Kieber M
"Topologieanalyse von 3D-Objekten in der medizinischen Bildverarbeitung"
Diplomarbeit an FhG-IGD und FH-Darmstadt, 1996
- [KIHII 81] Koga T, Iinuma K, Hirano A, Ijima Y, Ishiguro T
"Motion-compensated interframe coding for video conferencing"
Proc. NTC (National Telecommunication Conference) 81, pp. C9.6.1-9.6.5, New Orleans, LA, Nov./Dec. 1981
- [Kra84] Kraus K
"Photogrammetrie, Theorie und Praxis der Auswertesysteme"
Dümmler, Bonn, 1984
- [KrLe 96] Krishnamurthy V, Levoy M
"Fitting Smooth Surfaces to Dense Polygon Meshes"
Computer Graphics (SIGGRAPH 1996), pp. 313-324, 1996
- [KVFA 88] Klingler JW Jr., Vaughan CL, Fraker TD Jr., Andrews LT
Segmentation of echocardiographic images using mathematical morphology
IEEE Transactions On Biomedical Engineering, Vol. 35 (11), pp. 925 -934, Nov. 1988
- [KWT 87] Kass M, Witkin A, Terzopoulos D
"Snakes: Active Contour Models"
IEEE First International Conference on Computer Vision, pp 259-268, 1987

- [LaAnBa 99] Lavalie O, Angella F, Baylou P
"Extension of the minimal path searching for structures recovery"
ICIP'99, vol4, pp 405-409
- [LaLe 94] Lacroute P, Levoy M
"Fast Volume Rendering Using a Shear-Warp Factorization of the Viewing Transformation"
SIGGRAPH ACM, Orlando, FL, pp. 451-458, 1994
- [LDB 96] Lee Z, Diaz PJ, Bellon EM
"Analysis of Fourier Volume Rendering"
IEEE 15th Southern Biomedical Engineering Conference, pp. 469-472, 1996
- [Len 95] Lengyel J, Greenberg DP, Yeung A, Alderman E, Popp R
"Three-Dimensional Reconstruction and Volume Rendering of Intravascular Ultrasound Slices Imaged on a Curved Arterial Path"
Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine, Lecture Notes in Computer Science, (April 1995). Springer-Verlag. Edited by Nicholas Ayache
- [Lev 88] Levoy M,
"Display of surfaces from volume data"
IEEE Computer Graphics and Applications, vol. 8, no. 3. Pp. 29-37, May 1988
- [LoCI 88] Lorensen WE, Cline HE
"Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm"
SIGGRAPH 87 Conference Proceedings, Computer Graphics, vol. 21, no. 4, pp.163-169, Juli 1988
- [LVG 80] Lobregt S, Verbeek PW, Groen FCA
"Three Dimensional Skeletonization - Principle and Algorithm"
IEEE T-PAMI., Vol 2, 1980
- [MaHi 80] Marr D, Nishihara HK
"A theory of edge detection"
Proc. Roy. Soc. (London), vol. B207, pp. 187-217, 1980
- [Mar 92] Di Mario C, Haase J, den Boer A, Reiber JHC, Serruys PW
Edge-Detection versus densitometry in the quantitative assessment of stenosis phantoms: An in vivo comparison in porcine coronary arteries
Zeitschrift für Kardiologie, vol. 76, suppl. 2: 60, 1986
- [McTe 00] McInerney T, Terzopoulos D
T-snakes: Topology adaptive snakes
Medical Image Analysis, vol. 4, pp. 73-91, 2000
- [Mil 91] Miller JV, Breen DE, Lorensen WE, O'Bara RM, Wozny MJ
"Geometrically Deformed Models: A Method for Extracting Closed Geometric Models from Volume Data"
Computer Graphics, vol. 25, no. 4, pp. 217-226, July 1991
- [MMSEB 91] Meinzer HP, Meetz K, Scheppelmann D, Engelmann U, Baur H
"The Heidelberg raytracing model"
IEEE Computer Graphics & Applications, Vol 11, pp 34-43, 1991
- [MorBa 95] Mortensen E, William Barrett W
"Intelligent Scissors for Image Composition,"
Computer Graphics (SIGGRAPH '95 Proceedings), pp. 191-198
Los Angeles, CA, August 6-11, 1995

- [MSM 90] Menet S, Saint-Marc P, Medioni G
"B-snakes: implementation and application to stereo"
Proc. of DARPA Image Understanding Workshop, Pittsburg, Pennsylvania, Sept. 1990
- [MSS 94] Montani C, Scateni R, Scopigno R
„Discretized Marching Cubes“
Proc. IEEE Conference on Visualization
pp. 281 –287, 1994
- [MSV 95] Malladi R, Sethian JA, Vemuri BC
"Shape Modeling with Front Propagation: A Level Set Approach"
IEEE T-PAMI, vol. 17, nr. 2, pp. 158-175, Feb. 1995
- [Neu 01] Neugebauer P
"3D-Digitalisierung und Rekonstruktion realer Objekte unter Berücksichtigung der Sensogeometrie"
Dissertation D17, TU Darmstadt, 2001
- [Neu 95] Neugebauer PJ
"Interactive Segmentation of Dentistry Range Images in CIM Systems for the Construction of Ceramic Inlays using Edge Tracing"
In Proceedings of the Computer Assisted Radiology CAR'95 Conference, Berlin, 1995.
- [NHV 98] Niessen WJ, ter Haar Romeny BM, Viergever MA
Geodesic Deformable Models for Medical Image Analysis
IEEE T-MI, vol. 17, no. 4, Aug. 1998
- [NiBlo 93] Ning P, Bloomenthal J
An evaluation of implicit surface tilers
IEEE Computer Graphics and Applications, 13(6), 33-41, Nov. 1993
- [OF 88] Oswald H, Fleck E
Densitometrisch korrigierte Gefäßdurchmesser in der digitalen Koronarangiographie
Zeitschrift für Kardiologie, vol. 76, suppl. 2: 60, 1986
- [Par 00] Paragios NK,
"Geodesic Active Regions and Level Set Methods"
PhD thesis, INRIA Sophia Antipolis, France, 2000
- [Par 93] Parsiani H
"Isolated Noise Detection and Reduction in Color Images"
Proc. 36th Midwest Symposium on Circuits and Systems, vol. 1, 741-743, 1993
- [Pei 99] Peitgen HO, Selle D, Fasel JHD, Klose KJ, Jürgens H, Evertsz CJG,
"Mathematik, Komplexe Systeme, Medizin: von der Potentialtheorie zu neuen radiologischen Werkzeugen, in: Visualisierung in Mathematik, Technik und Kunst. Grundlagen und Anwendungen"
Dress A, Jäger G (eds.), Vieweg und Sohn Verlagsgesellschaft, pp. 91-107, 1999
- [PKG 98] Park SY, Kim MH, Großkopf S
"An Active Contour Model Using a Global Energy Minimization Technique and a Region Oriented Energy Term for the Segmentation of Medical Images"
Proc. 3rd Korean-German Joint Workshop on Advanced Medical Image Processing, Seoul, Korea, 1998
- [Pre 92] Press WH et al.
"Numerical recipes in C : the art of scientific computing – 2nd ed"
Cambridge University Press, 1992

- [Psch98] Pschyrembel Klinisches Wörterbuch, 258. neu bearbeitete Auflage, Hildebrand H (ed.), Berlin: deGruyter, 1998
- [Rad 17] Radon D
Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten
Ber Verh Sächs Akad Wiss Leipzig Math-Nat; 69: pp 61-68, 1917
- [Roh 98] Rohlfing T, Beier J, Hosten N, Felix R
"Reduction of Metal Artifacts in Computed Tomographies by Efficient Projection Data Filtering"
SCMED Workshop, Royal Marsden Hospital, London, September 1998
- [RüBu 95] Rückert D, Burger P
"Contour fitting using an adaptive spline model"
Proc. 6th British Machine Vision Conference (BMVC'95), pp. 207-216, Birmingham UK, Sept. 1995
- [Rüc 97] Rückert D
"Segmentation and Tracking in Cardiovascular MR Images using Geometrically Deformable Models and Templates"
PhD thesis, Department of Computing, Imperial College of Science, Technology and Medicine, Oct. 1997
- [Sak 93] Sakas G
„Interactive volume rendering of large fields“
Visual Computer 9, pp. 425-438, 1993
- [Schn 98] Schnir R,
Dreidimensionale densitometrische Rekonstruktion auf Basis angiographischer Sequenzen
Diplomarbeit TU Darmstadt, FB Informatik, FG GRIS, 1998
- [Schu 85] Schulz E
"Computertomographische Verfahren"
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1985
- [Seth 96] Sethian JA
"Level Set Methods - Evolving Interfaces in Geometry, Fluid Mechanics, Computer Vision, and Material Science"
Cambridge Monographs on Applied and Computational Mathematics, 1996
- [Som 94] Sommer K
"Der Mensch"
Weltbild Verlag, Augsburg 1994
- [StaHe 96] Stalling D, Hege HC
"Intelligent Scissors for Medical Image Segmentation"
in B. Arnolds, H. Müller, D. Saupe, T. Tolxdorff (eds), *Tagungsband zum 4. Freiburger Workshop "Digitale Bildverarbeitung in der Medizin"*, Freiburg, März 1996, pp. 32-36.
- [StDu 92] Staib LH, Duncan JS
"Boundary Finding with Parametrically Deformable Models"
IEEE T-PAMI vol. 14, pp. 1061-1075, 1992
- [SZH 98] Stalling D, Zöckler M, Hege HC
"Interactive Segmentation of 3D Medical Images with Subvoxel Accuracy"
Computer Assisted Radiology and Surgery (CAR'98), pp. 137-142, Tokyo, June 1998

- [SZL 92] Schroeder WJ, Zarge JA, Lorensen WE
"Decimation of Triangle Meshes"
Computer Graphics (SIGGRAPH '92 Proceedings), Vol. 26, No. 2, July 1992,
pp. 65 – 70
- [TaZhu98] Tang H, Zhuang T
"An Improved Adaptive B-spline Active Contour Model"
20th International Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, vol.
20, no. 2, 1998
- [VoGri96] Volmer S, Grimm M
"Erweiterung konventioneller B-Bild Ultraschallgeräte zu 3-D-Fähigkeiten durch
Zuschaltung externer Komponenten"
Tagungsband Medizinische Physik 96, pp. 177-178, Graz, September 1996
- [War 00] Warfield SK, Ferrant M, Gallez X, Nabavi A, Jolesz FA, Kikinis R
"Real-Time Image Segmentation for Image-Guided Surgery"
High Performance Networking and Computing Conference, November 7-13,
1998. Orlando, Florida, USA.
- [WiGe 91] Wilhelms J, van Gelder A
"A Coherent Projection Approach for Direct Volume Rendering"
Computer Graphics (SIGGRAPH'91), Vol. 25, No. 4, pp. 275 – 284, July 1991
- [WiSh 92] Williams DJ, Shah M
A fast algorithm for active contours and curvature estimation
Computer Vision, Graphics, Image Processing, 55:14-26, 1992
- [XiaSh 98] Xiang L, Shuqian L
"Bias field correction-based tissue classification of MR images of brain"
Fourth International Conference on Signal Processing Proceedings, ICSP '98,
vol. 2, pp 948-950, 1998
- [ZhTo 99] Zhu Y, Toga AW
"Efficient Skeletonization of Volumetric Objects"
IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, vol. 5, no. 3, pp.
196-209, 1999
- [ZhYu 96] Zhu SC, Yuille A
"Region Competition: Unifying Snake/balloon, Region Growing and
Bayes/MDL/Energy for multi-band Image Segmentation"
IEEE Trans.on PAMI, vol.18, no.9, Sept. 1996.
- [Zui 96] Zuiderveld KJ, van Ooijen PMA, Chin-A-Woeng JWC, Buijs PC, Olree M, Posti
FH
"Clinical Evaluation of Interactive Volume Visualization"
Proc. Visualization '96, pp. 367 –370, 1996

Anhang

A Abkürzungen und Akronyme

ACM:	Active contour model, aktives Konturmodell
CT:	Computertomographie (insbes. Röntgencomputertomographie)
DICOM:	Digital Imaging and Communications in Medicine (Standard Austauschformat)
EBCT:	Electron beam computerized tomography
EKG:	Elektrokardiogramm
EM:	Elektromagnetisch
FIFO:	First-In-First-Out
GDM:	Geometric Deformable Model
HF:	Hochfrequenz
HIS:	Hospital Information System, Krankenhausinformationssystem
HU:	Hounsfield Unit
LAO:	left anterior oblique projection
LV:	Linker Ventrikel
MIP:	Maximum intensity projection (Verfahren der direkten Volumenvisualisierung)
MRI:	Magnetic resonance imaging
NURBS:	Non-Uniform Rational B-Splines
PACS:	Picture Archiving System
PDM:	Point Distribution Model
PET:	Photon Emission Tomography
Pixel:	Picture Element
RBV:	Röntgenbildverstärker
RGB:	Rot-Grün-Blau (Farbmodell)
RIS:	Radiologisches Informationssystem
ROI:	Region of Interest
RV:	Rechter Ventrikel
SPECT:	Single Photon Emission CT
TOF:	Time of Flight
Voxel:	Volume Element

B Effiziente Berechnung eines Flächenintegrals im Biltraster

Der hier vorgestellte Algorithmus kann besonders effizient eingesetzt werden, wenn in einem Bild wiederholt das Integral unterschiedlicher Flächen berechnet werden soll, die durch die begrenzenden Kurven beschrieben werden. Nach der Berechnung eines initialen Bildes werden lediglich *Pixels* des Kurvenzuges und nicht alle *Pixels* der Fläche betrachtet. Zur Initialisierung wird dabei das Eingabebild zunächst nach Gleichung (B.1) entlang der Zeilen aufsummiert.

$$I(x, y) = \sum_{x_j=1}^x i(x_j, y) \quad (\text{B.1})$$

$I(x, y)$ gibt die Intensität des Ausgabebildes, $i(x, y)$ die des Ausgabebildes an.

Die Kurve(n) müssen zuvor (z. B. durch einen DDA-Algorithmus) je nach Topologie der Fläche in einen oder mehrere geschlossene *4-connected* Pfade mit den Punkten des Biltrasters $\mathbf{c} = \{\mathbf{P}_1, \mathbf{P}_2, \dots, \mathbf{P}_n\}$ überführt werden, wobei $\mathbf{P}_1 = \mathbf{P}_n$. Der Umlaufsinn ist für innere Kurven als mathematisch negativ und für äußere Kurven als mathematisch positiv festgelegt. Entlang der Punkte einer Kurve \mathbf{c}_i kann daraufhin das Integral der umschlossenen Fläche einer einzelnen Kurve durch Berechnung der Summe im Bild $I(\cdot)$ nach Gleichungen (B.2) und (B.3) berechnet werden:

$$\Sigma(c_i) = \sum_{j=1}^n \hat{I}(\mathbf{P}_j) \quad (\text{B.2})$$

mit

$$\hat{I}(\mathbf{P}_j) = \begin{cases} I(x_j, y_j) & \text{falls } y_j > y_{j-1} \\ -I(x_j, y_j) & \text{falls } y_{j+1} < y_j \end{cases} \quad (\text{B.3})$$

Wird eine Fläche durch mehrere Kurven beschrieben, kann anschließend das gesamte Integral durch aufsummieren der Einzelsummen bestimmt werden. Dieses Vorgehen ist auch korrekt für Flächen, die Löcher einschließen. Durch Berücksichtigung des Umlaufsinn ergibt sich für äußere Kurven die positive Summe und für innere Kurven die negative Summe, so dass durch Aufsummieren der Einzelsummen innenliegende Flächen von außenliegenden abgezogen werden.

c Chamfering-Distanztransformation

In Gleichung (C.4) ist die Definition einer erweiterten euklidischen Distanztransformation eines Bildes F mit einer Untermenge F^c , bezüglich der die Distanz berechnet werden soll (z. B. die Kontur eines Objektes), gegeben.

$$D_p(F)(x, y) = \min \left\{ \|(x - u, y - v)\|_p : (u, v) \in F^c \right\} \quad (\text{C.4})$$

$\|\cdot\|_p$ ist die Distanz unter der ℓ_p Norm $p = 1, 2, 3, \dots, \infty$. Im Fall von $p=2$ wird die Euklidische Metrik zugrundegelegt. Das Bild gibt also im Ergebnis in jedem *Pixel* die minimale Distanz zu einem *Pixel* der Teilmenge F^c an. Die Chamfering-Distanztransformation approximiert Euklidische Distanzen. Sie bestimmt diese jedoch sehr effizient, indem Distanzen innerhalb einer lokalen Maske propagiert werden, die über das Bild verschoben wird. Die effizienteste Implementierung benötigt zwei Iterationen über ein Bild: eine Iteration von der oberen linken Ecke zeilenweise nach unten rechts und eine entsprechende Rückwärtsiteration von der unteren rechten Ecke zeilenweise rückwärtsgerichtet. Abb. C-1a zeigt die dabei verwendeten Masken. Die dem zentralen *Pixel* zugewiesene Distanz ist die minimale Zahl der Summe aus dem *Pixel* unter der Maske und dem durch die Maske definierten Distanzwert.

Bei der Original-Implementation werden für die Distanzen Approximationen durch Kardinalzahlen verwendet: $d1=3$ und $d2=4$, da $4/3$ eine ausreichend genaue Approximation von $\sqrt{2}$ ist. Bessere Approximationen lassen sich einerseits durch die Wahl anderer Distanzwerte und einer größeren Maske erzielen [BuMa 98]. Die Güte eines gewählten Ansatzes kann z. B. durch eine Kreisapproximation dargestellt werden (Abb. C-1b).

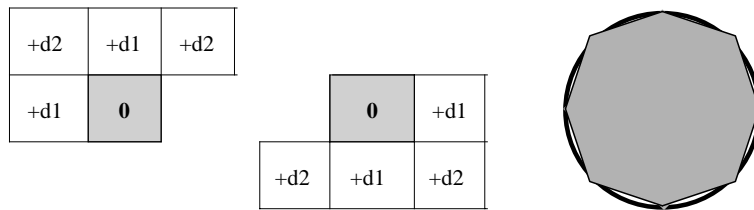


Abb. C-1: (a) Masken zur Berechnung der Chamfering-Distanztransformation (in 2D) (b) Kreisapproximation der Chamfering-Distanztransformation

Die Anwendung in 3D erfordert eine Erweiterung der Masken und die Definition einer neuen Komponente der Distanzmetrik ($d3 = 5$, Abb. C-2). Auch hierbei sind jedoch nur zwei Iterationen zur Traversierung des Volumens nötig.

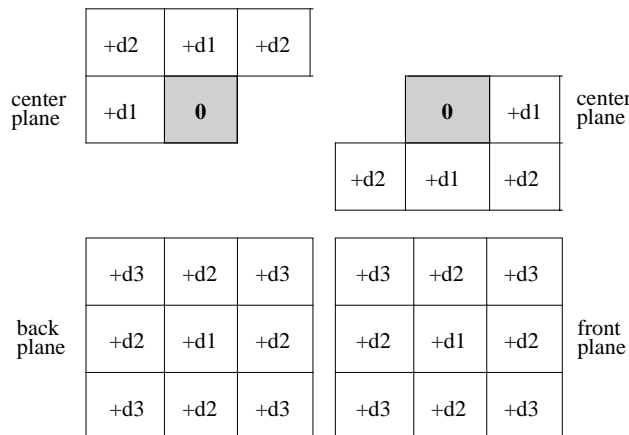


Abb. C-2: Masken zur Berechnung einer 3D-Chamfering-Distanztransformation

D Cholesky-Zerlegung

Die Cholesky-Zerlegung ermöglicht die effiziente Zerlegung einer symmetrischen positiv-definiten Matrix in eine untere Dreiecksmatrix mit positiven Diagonalelementen und deren Transponierte (Gleichung (D.5)). Durch ihre Anwendung ist es möglich, die Lösung eines Gleichungssystems um den Faktor zwei gegenüber alternativen Lösungsverfahren zu beschleunigen [Pre 92].

$$\mathbf{L}\mathbf{L}^T = \mathbf{A} \quad (\text{D.5})$$

Dabei ergeben sich die Einzelkomponenten der Matrix \mathbf{L} nach den folgenden Gleichungen (D.6) und (D.7).

$$L_{ii} = \sqrt{a_{ii} - \sum_{k=1}^{i-1} L_{ik}^2} \quad (\text{D.6})$$

$$L_{ji} = \left(a_{ij} - \sum_{k=1}^{i-1} L_{ik} L_{jk} \right) \quad j = i+1, i+1, \dots, N \quad (\text{D.7})$$

Durch Rücksubstitution ist es anschließend möglich, das Gleichungssystem in zwei Schritten effizient zu lösen. Diese Vorgehensweise entspricht einer normalen LU-Zerlegung.

$$\mathbf{A}\mathbf{x} = \mathbf{b} \quad (\text{D.8})$$

$$\mathbf{L}\mathbf{L}^T\mathbf{x} = \mathbf{b} \quad (\text{D.9})$$

Durch die Substitution von \mathbf{y} nach Gleichung (D.10), geht Gleichung (D.9) in Gleichung (D.11) über.

$$\mathbf{L}^T\mathbf{x} = \mathbf{y} \quad (\text{D.10})$$

$$\mathbf{L}\mathbf{y} = \mathbf{b} \quad (\text{D.11})$$

Damit kann zunächst \mathbf{y} aus der Lösung von Gleichung (D.11) und anschließend \mathbf{x} aus Gleichung (D.10) bestimmt werden. Da sowohl \mathbf{L} als auch \mathbf{L}^T Dreiecksmatrizen sind, kann die Lösung sehr effizient zeilenweise gefunden werden (Abb. D-3).

<pre> CholeskyDecomposition (A, L) { for (i = 1; i <= A.size(); i++) for (j = i; j <= A.size(); j++) { sum = A[i][j]; for (k = i-1; k >= 1; k--) { if (i == j) { if (sum <= 0) FEHLER(); L[i][i] = sqrt(sum); } else L[j][i] = sum / L[i][i]; } } } </pre>	<pre> CholeskySolution (L, x, b) { for (i = 1; i <= L.size(); i++) { sum = b[i]; for (k = i-1; k >= 1; k--) sum -= L[i][k] * y[k]; y[i] = sum/L[i][i]; } for (i = L.size(); i >= 1; i--) { sum = y[i]; for (k = i+1; k <= L.size(); k++) sum -= L[k][i] * x[k]; x[i] = sum/L[i][i]; } } </pre>
--	--

Abb. D-3: Algorithmen zur Lösung eines Gleichungssystems durch Cholesky-Zerlegung